

**VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Software pro feedback při cvičení s rehabilitační pomůckou**

**Software for Feedback using Rehabilitation Device**

**2016**

**Karel Fojtík**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student: **Karel Fojtík**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: **Software pro feedback při cvičení s rehabilitační pomůckou**  
**Software for Feedback using Rehabilitation Device**  
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou rehabilitace pomocí kruhové úseče a inerciálními senzory.
2. Realizace komunikace mezi osobním počítačem a inovovanou kruhovou úsečí s inerciálním senzorem a bluetooth komunikací.
3. Návrh a realizace software s grafickým rozhraním ve formě hry pro vizuální feedback při rehabilitaci s využitím inovované kruhové úseče. Součástí software bude identifikace hráčů, možnost nastavení alespoň 3 úrovní obtížností, minimálně 3 různé varianty hry, vyhodnocení výsledků hry a uložení všech měřených dat pro účely dalšího možného zpracování v jiném software.
4. Provedení testů.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.


Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] *Body Sensor Network*. Editor Guang-Zhong YANG. London (UK): Springer-Verlag, 2006. 493 s. ISBN 978-1-84628-272-0.  
[2] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie*. 1.vyd. Ostrava: VŠB – TU Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1605-0.


Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2015  
Datum odevzdání: 29.04.2016

  
doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry




  
prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## **Prohlášení studenta**

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: *29. dubna 2016*

  
.....  
podpis studenta

## **Poděkování**

Rád bych poděkoval panu Ing. Martinovi Černému, Ph.D a paní Mgr. Marianě Zádrapové za odbornou pomoc a konzultaci při vytváření této bakalářské práce.

## **Abstrakt**

Tato bakalářská práce se zabývá návrhem a vývojem softwaru pro cvičení s rehabilitační pomůckou vybavenou inerciálními senzory. Výstupem práce je software vytvořený ve vývojovém prostředí Unity. Software obsahuje hry, které umožňují rehabilitaci s vizuální zpětnou vazbou s ohledem na konkrétní potřeby daného pacienta. Jednotlivé kapitoly popisují samotný proces návrhu a realizace aplikace. Text práce je doplněn o CD s daným výstupním softwarem a kompletními zdrojovými kódy.

## **Klíčová slova**

rehabilitace, feedback, kruhová úseč, hra, balanční podložka, C#, Unity

## **Abstract**

This bachelor thesis deals with design and development of software used for exercise with a rehabilitation tool equipped with inertial sensors. The outcome of this work is software created by means of the game engine Unity. Software includes games enabling rehabilitation with visual feedback with regard to the handicap and particular needs of a given patient. Individual chapters describe the process of application design and development as such. CD with the final material and complete source codes is added to the text of the thesis itself.

## **Key words**

rehabilitation, feedback, spherical cap, balance board, C#, Unity

# Obsah

Seznam použitých zkratk	- 9 -
Seznam ilustrací a seznam tabulek	- 10 -
Úvod	- 12 -
1 Rehabilitační pomůcka s biofeedbackem	- 13 -
1.1 Rešerše	- 13 -
1.1.1 Východiska rešerše	- 13 -
1.1.2 Shrnutí	- 20 -
2 Teoretický úvod	- 22 -
2.1 Kruhová úseč	- 22 -
2.2 Inovovaná kruhová úseč	- 23 -
2.2.1 Inerciální senzory	- 23 -
2.3 Bluetooth LE	- 24 -
2.3.1 Komunikační protokol	- 24 -
2.3.2 Naklonění roviny	- 25 -
2.4 Softwarové vybavení	- 26 -
2.4.1 C#	- 26 -
2.4.2 Unity3D	- 26 -
2.4.3 Vektorová grafika	- 27 -
3 Návrh a realizace řešení	- 28 -
3.1 Realizace přijímání dat	- 28 -
3.2 Návrh a cíle rehabilitační hry	- 29 -
3.3 Návrh a realizace rehabilitačních her	- 31 -
3.3.1 Úvodní menu	- 31 -
3.3.2 Uživatelské rozhraní ve hře	- 33 -
3.3.3 Ukládání dat	- 33 -
3.3.4 Lokalizace hry	- 34 -
3.4 Rehabilitační hra „Vesmírné války“	- 35 -
3.4.1 Ovládání	- 35 -
3.4.2 Práce s rozsahem pohyblivosti	- 35 -
3.4.3 Střelba	- 36 -
3.4.4 Meteority	- 36 -

## Seznam použitých zkratek

---

3.4.5	Kolize .....	- 37 -
3.4.6	Obtížnost .....	- 37 -
3.4.7	Skóre.....	- 38 -
3.5	Rehabilitační hra „Hvězdná odysea“ .....	- 38 -
3.5.1	Ovládání .....	- 38 -
3.5.2	Práce s rozsahem pohyblivosti .....	- 38 -
3.5.3	Hvězdy.....	- 38 -
3.5.4	Obtížnost .....	- 39 -
3.5.5	Skóre.....	- 39 -
3.6	Rehabilitační hra „Kulička“ .....	- 39 -
3.6.1	Ovládání .....	- 39 -
3.6.2	Kulička a plošina .....	- 40 -
3.6.3	Obtížnost .....	- 40 -
3.6.4	Skóre.....	- 41 -
4	Testování .....	- 42 -
	Závěr .....	- 43 -
	Použitá literatura .....	- 44 -
	Seznam příloh.....	I



## Seznam použitých zkratk

Zkratka	Význam
<b>API</b>	Application Programming Interface
<b>ART</b>	Anterior Reach Test
<b>BBA</b>	Brunel Balance Assesment
<b>BBS</b>	Bergerova balanční škála
<b>EBaVir</b>	Easy Balance Virtual Rehabilitation
<b>EDDS</b>	Expanded Disability Status Scale
<b>MET</b>	metabolický ekvivalent
<b>MFIS</b>	Modified Fatigue Impact Scale
<b>MSB</b>	Most Significant bit
<b>OOP</b>	Objektově orientované programování
<b>ST</b>	Stepping test
<b>TST</b>	Timed Stair-test
<b>VO<sub>2</sub> max</b>	maximální využití kyslíku
<b>VR</b>	Virtuální realita
<b>WBB</b>	Nintendo® Wii® Balance Board
<b>ZPM</b>	Získané poškození mozku

---

## Seznam ilustrací a seznam tabulek

Číslo ilustrace	Název ilustrace	Číslo stránky
1.1	Počet správně vykonaných cviků u prvního subjektu	16
1.2	Počet správně vykonaných cviků u druhého subjektu	16
2.1	Kruhová úseč	22
2.2	Inovovaná kruhová úseč	23
2.3	Závislost zrychlení na naměřené hodnotě	25
2.4	Ukázka pracovního prostředí Unity	27
3.1	Formulářová aplikace pro komunikaci po sériové lince	28
3.2	Vizualizace dat ve formulářové aplikaci	28
3.3	Blokové schéma fungování komunikace s kruhovou úsečí	29
3.4	Diagram chování softwaru	32
3.5	Uživatelské menu	33
3.6	Uživatelské rozhraní ve hře	33
3.7	Ukázka exportovaných dat	34
3.8	Lokalizace hry	34
3.9	Zjednodušení maximální výchylky	36
3.10	Různé typy meteoritů použitých ve hře	36
3.11	Aktivace štítu	37
3.12	Ukázka hry „Hvězdná odysea“	38
3.13	Animace hvězdy	39
3.14	Ukázka hry „Kulička“	40
4.1	Vývoj hry „Kulička“ v průběhu testování	42

---

<b>Číslo tabulky</b>	<b>Název tabulky</b>	<b>Číslo stránky</b>
<b>1.1</b>	Přehled her s popisem jednotlivých her	18
<b>2.1</b>	Nastavení parametrů zařízení	23
<b>2.2</b>	Ukázka toku dat ze zařízení	25
<b>3.1</b>	Obtížnost ve hře „Vesmírné války“	37
<b>3.2</b>	Obtížnost ve hře „Hvězdná odysea“	39
<b>3.3</b>	Obtížnost ve hře „Kulička“	41

---

## Úvod

V současné době je velmi rozšířený pojem virtuální realita. Virtuální realita je pro značnou část obyvatel vyspělých kultur běžnou součástí života. Tento pojem už zdaleka není vymezen jen do světa počítačových her, ale zasahuje do mnoha odvětví lidských činností a průmyslu. Oblast zdravotnictví samozřejmě není výjimkou. S rozvojem různých typů digitálních senzorů jsme schopni velmi přesně snímat značné množství biologických údajů o pacientovi, nevyjímaje jeho pohyb. Právě snímání pohybu (a dalších parametrů) pacienta a následná zpětná interpretace těchto údajů prostřednictvím virtuální reality nám umožňuje vytvořit terapeutický postup, známý jako biofeedback.

V této práci se budu zabývat využitím biofeedbacku, tedy biologické zpětné vazby v oblasti rehabilitace, konkrétně v balanční terapii. Poruchy rovnováhy jsou velmi rozšířeným problémem, se kterým se v nějaké formě setkal nebo setká každý z nás. Jen těžko bychom hledali medicínský obor, ve kterém by se nenalezlo alespoň jedno onemocnění spojené s poruchami rovnováhy.

Může se nabízet otázka, proč využívat virtuální reality a biofeedbacku, když existují tradiční metody, u kterých je často rehabilitace účinná. Důvodů je hned několik. Kvalitně vytvořený systém využívající biofeedbacku může tradiční metody velmi efektivně doplnit. Výsledkem pak může být lepší motivace ke cvičení, usnadnění cvičení nebo přinejmenším rozptýlení a zabavení. Všechny tyto aspekty vedou při úspěšné rehabilitaci ke zlepšení funkčních nedostatků pacienta.

V současné době existuje velké množství zařízení a systémů umožňujících využití feedbacku v rehabilitaci. Stejně tak existují i studie účinností takovýchto systémů. Nicméně je zde stále mnoho prostoru pro inovaci, neboť ne vždy odpovídají tyto systémy potřebám pacientů a terapeutů.

# 1 Rehabilitační pomůcka s biofeedbackem

Pro účely bakalářské práce byla provedena rešerše zabývající se rehabilitačními pomůckami s biofeedbackem.

## 1.1 Rešerše

### **Časové vymezení:**

2011–2015

### **EIZ:**

Science Direct (Elsevier), Web of Science

### **Klíčová slova:**

Virtuální realita, rehabilitace, biologická zpětná vazba, rovnováha

### **Keywords:**

Virtual reality, rehabilitation , biofeedback, balance

### 1.1.1 Východiska rešerše

Rešeršní práce zabývající se rehabilitačními pomůckami s biofeedbackem byla zpracována za účelem získání teoretického pozadí dané problematiky a zjištění současného stavu v dané oblasti.

Cílem této práce bylo zkoumat různá řešení rehabilitace s využitím virtuální reality a biofeedbacku, zejména jejich technickou stránku, případně efektivnost a použitelnost takovýchto řešení.

Rešerše byla provedena přes zdroje Ústřední knihovny VŠB-TUO Ostrava a následně přes zdroje databáze Web of Science a Science Direct.

BRICHETTO, G., P. SPALLAROSSA, M. L. L. de CARVALHO a M. A. BATTAGLIA. The effect of Nintendo(R) Wii(R) on balance in people with multiple sclerosis: a pilot randomized control study. *Multiple Sclerosis Journal*[online]. 2013, 19(9): 1219-1221 [cit. 2015-06-30]. DOI: 10.1177/1352458512472747.

Porucha balančních schopností je běžná u  $\frac{3}{4}$  pacientů s roztroušenou sklerózou a může negativně ovlivňovat průběh onemocnění. V konečných důsledcích může lidem bránit ve vykonávání jejich běžných činností. Efektivní rehabilitace vyžaduje stálou zpětnou vazbu od terapeuta. Bylo zjištěno, že rehabilitace využívající interaktivního cvičení pomocí virtuální reality může zlepšit účinnost terapie u starších pacientů. Cílem této studie bylo zjistit účinnost nových rehabilitačních metod využívajících vizuální zpětnou vazbu za použití platformy Nintendo® Wii® Balance Board. Tato metoda byla zkoumána ve srovnání s klasickými metodami u skupiny pacientů s roztroušenou sklerózou.

Vybrané subjekty pro tuto studii měly svou roztroušenou sklerózu definovanou dle McDonaldových kritérií a utrpěly alespoň jeden pád v posledním roce. Jejich onemocnění bylo ve stabilní fázi bez recidivy nebo bez zhoršení stavu v posledních 3 měsících. Vybraní pacienti museli být schopni samostatné chůze, nebo chůze za pomoci holí nebo berlí. Jejich EDSS index byl menší než 6. Ze studie byli vyloučeni pacienti s psychickými problémy, pacienti s rozmazaným viděním a pacienti s kognitivními poruchami. Do studie bylo zapojeno 36 pacientů, kteří byli náhodně rozděleni do kontrolní a do Wii skupiny. Ve Wii skupině bylo 18 subjektů (8 žen a 10 mužů, průměrný věk  $40,7 \pm 11,5$  let; průměrné EDSS  $3,9 \pm 1,6$ ; průměrné trvání nemoci  $11,2 \pm 6,4$  let). V kontrolní skupině bylo rovněž 18 subjektů (6 žen a 12 mužů, průměrný věk  $43,2 \pm 10,6$  let; průměrné EDSS  $4,3 \pm 1,6$ ; průměrné trvání nemoci  $12,3 \pm 7,2$  let). Výsledky byly měřeny pomocí BBS a MFIS. Posturální stabilizace byla měřena při zavřených a otevřených očích. Měření výsledků prováděl lékař, který neznal rozdělení do skupin, na začátku rehabilitace (T0) a na konci (T1). Všichni účastníci se zúčastnili 12 rehabilitačních sezení (60 minutové cvičení třikrát týdně). Cvičení kontrolní skupiny se skládalo ze statického a dynamického cvičení pro jednotlivé nohy i pro obě nohy zároveň doplněné o rovnovážnou desku dle individuálních schopností pacientů. Skupina Wii používala ke cvičení WBB a standartní hry ze souboru Nintendo® Wii Fit® (Soccer heading, Slalom skiing, Table tilt, Snowboarding, Tighrope walking a Zazen) – náhodně vybrané pro každé cvičení.

Primárně byly posuzovány výsledky za pomoci BBS. Statistické ověření zajistil program SPS 18. Pro výsledky studie byla provedena analýza rozptylu.

Z analýzy vyplývá, že se jako efektivnější podle BBS a stabilometrických výsledků jeví rehabilitace za pomoci WBB. To značí dobrou využitelnost WBB jako rehabilitační pomůcky pro zlepšení statické rovnováhy.

CHANG, Yao-Jen, Shu-Fang CHEN a Jun-Da HUANG. A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities. *Research in Developmental Disabilities* [online]. 2011, **32**(6): 2566-2570 [cit. 2015-07-01]. DOI: 10.1016/j.ridd.2011.07.002.

Lidé s motorickým postižením mají často problémy s jemnou motorikou, rovněž jejich síla v postižených oblastech je často nedostatečná. To samozřejmě vede k omezením v běžném životě u těchto trpících pacientů. Cvičení je nezbytnou součástí rehabilitačního procesu. Předchozí studie však prokázaly, že pouze 31 % pacientů cvičí dle doporučení lékařů. Autoři studie v tomto článku představují systém Kinerehab, který by měl takovýmto lidem ve správném cvičení pomoci.

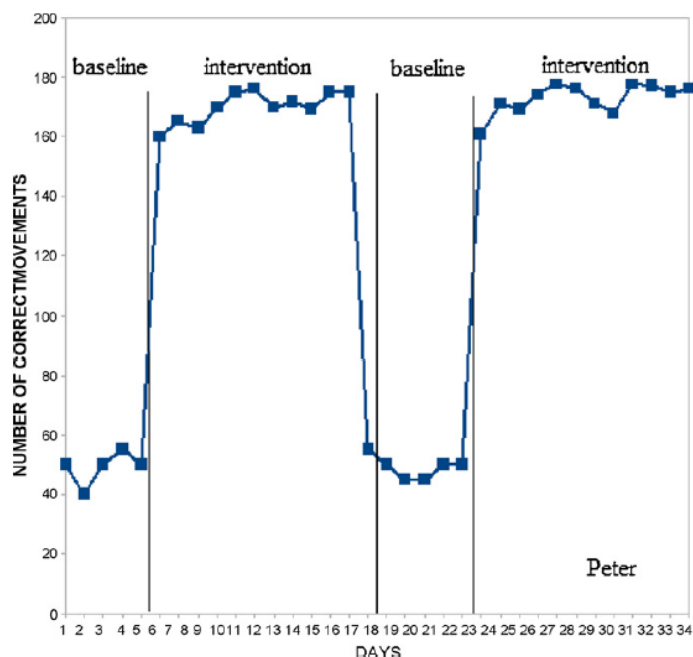
Systém je založený na snímači pohybu Microsoft® Kinect™ (dále jen Kinect), který přišel poprvé na trh s konzolí Xbox 360™. Kinect je schopný snímat pohyb uživatelů pomocí systémů kamer. Obsahuje RGB kameru a senzory vzdálenosti, díky kterým je možné snímat 3D pohyby a rozpoznávat gesta. Není tedy třeba žádných senzorů přímo na těle. Kinerehab využívá k snímání pohybu právě Kinect. Systém je navržený tak, aby dokázal díky snímání pohybu posoudit správnost vykonaných cviků. Systém obsahuje interaktivní rozhraní s audiovizuální zpětnou vazbou, která pacienty motivuje ke cvičení. Parametry jednotlivých cvičení jsou ukládány pro zpětnou analýzu dat terapeutem. Díky nastavení lze cvičení přizpůsobit individuálně dle potřeb pacienta, což zvyšuje efektivitu cvičení.

Pro testování systému byli vybráni dva adolescenti bez předchozích zkušeností cvičení s Kinectem. Muž ve věku 17 let s těžkou mozkovou obrnou, se špatnou flexibilitou pohybů horních končetin a nedostatečnou svalovou vytrvalostí. Žena ve věku 16 let se získanou svalovou atrofií a rovněž nedostatečnou svalovou vytrvalostí.

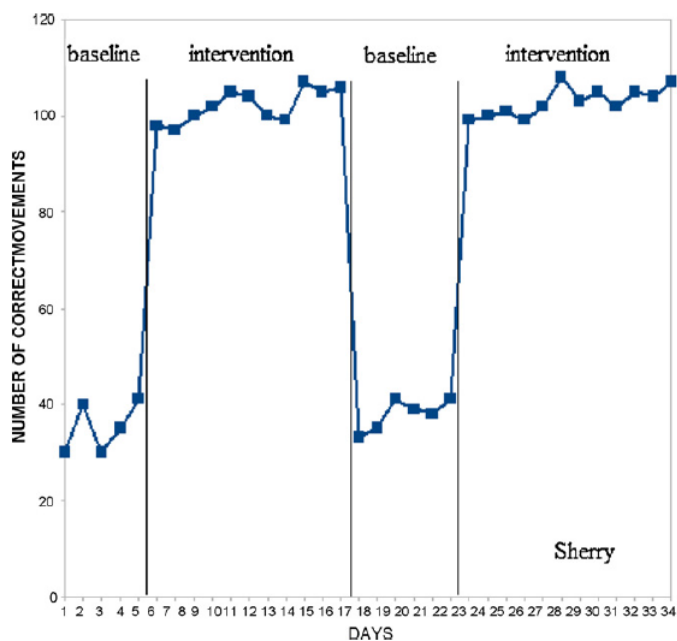
Testovaný systém Kinerehab se skládal z Kinectu, běžného PC a projektoru. Rehabilitace se skládala ze tří cviků, které se při cvičení kombinovaly. Cviky byly předpažování, upažování a zvedání rukou nad hlavu. Zpětnou vazbu pacientovi představovala animace velryby, která se při cvičení na hladině otáčela dokola a zpívala. Čím přesnější bylo provedení cviků, tím hlasitěji zpívala a více se otáčela.

Studie probíhala v sekvenci ABAB, kde A představovalo cvičení bez intervence (bez Kinectu) a B s intervencí. V první fázi (bez intervence) subjekty prováděly cviky dle pokynů terapeuta. Byly odcvičeny 3 série cviků během jednoho sezení. Nebyly provedeny žádné opravy při jakékoliv nepřesnosti při provádění cviků. Terapeut sám počítal počet správně provedených cviků. V druhé fázi už subjekty cvičily s pomocí Kinectu. Počet cviků byl nastavený stejně jako v přechodí fázi. Subjekty cvičily dle pokynů systému, rovněž jako v přechodí fázi byly nepřesnosti při vykonání cviku bez intervence. Počet správně provedených cviků počítal Kinerehab systém sám.

Grafy zobrazují počet správně vykonaných cviků v jednotlivých částech cvičení (Obr. 1.1, Obr. 1.1). Průměrný počet správně vykonaných cviků (u prvního subjektu) byl v první fázi 49, v druhé fázi vzrostl na 170. V další sekvenci spadl průměr opět na 50 správně vykonaných cviků a v další fázi s intervencí vzrostl na 173. Podobných výsledků bylo dosaženo i u druhého subjektu.



Obrázek 1.1: Počet správně vykonaných cviků u prvního subjektu



Obrázek 1.2: Počet správně vykonaných cviků u druhého subjektu

U testovaných adolescentů s motorickými poruchami Kinerehab systém výrazně pomohl při rehabilitaci. Nárůst správně vykonaných cviků při cvičení se systémem byl signifikantní u obou subjektů. Subjekty cvičení bavilo a i po skončení sezení měly chuť ve cvičení pokračovat. V budoucnosti chtějí autoři článku provést studii s více subjekty a systém vylepšit o možnost cvičení ve větším počtu pacientů. Rovněž chtějí rozšířit herní možnosti systému.



GIL-GÓMEZ, José-Antonio, Roberto LLORÉNS, Mariano ALCANIZ a Carolina COLOMER. Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaVir) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*[online]. 2011, 8(1) [cit. 2015-07-01]. DOI: 10.1186/1743-0003-8-30.

Získané poškození mozku (ZPM) je hlavní příčinou úmrtí a invalidity u adolescentů. Ve většině případů mají pacienti s touto diagnózou problémy s rovnováhou, což může vést ze zdravotního hlediska ke snížení kvality života. Z tohoto důvodu je nezbytná rehabilitace. Tradiční metody rehabilitace však mohou být málo záživné a tím pádem i méně efektivní. Proto autoři článku představují systém EBaVir založený na platformě Nintendo® Wii Balance Board®. WBB má oproti jiným podložkám snímajícím rozložení váhy několik výhod. V porovnání s ostatními platformami je WBB nejlevnější (stojí méně než 100 dolarů) a je dobře dostupný. Další výhodou jsou malé rozměry a bezdrátové fungování, což přispívá k přenosnosti celého systému. WBB obsahuje 4 silové senzory, umístěné v každém rohu, které slouží k měření rozložení sil na podložku. Další výhodou této platformy je počet studií zabývajících se cvičením s WBB. I když měl WBB mnoho pozitivních výsledků u studií zabývajících se rehabilitací pomocí virtuální reality, je stále spíše komerční systém. WBB je systém zaměřený na zábavu a je určený primárně pro zdravou část populace. Tento fakt vedl autory k vývoji systému eBaVir. Tento systém poskytuje pacientům se ZPM cvičení, speciálně navržené za pomoci terapeutů. Systém eBaVir umožňuje terapeutům přesně nastavit trvání, obtížnost a styl cvičení a tak cvičení přizpůsobit individuálně každému pacientovi. Cílem studie bylo zjistit účinnost rehabilitace s pomocí eBaVir systému.

Studie se zúčastnilo 17 subjektů. Podmínky pro přijetí do studie byly:

- věk  $\geq 16$  let a  $< 80$  let,
- trvání onemocnění alespoň 6 měsíců,
- absence kognitivních poruch,
- schopnost dodržovat instrukce,
- schopnost ujít 10 m bez použití ortopedických pomůcek.

Ze studie byli vyloučeni pacienti s:

- těžkou demencí nebo afázií,
- se sluchovým nebo zrakovým postižením, znemožňujícím pacientů pracovat se systémem,
- se syndromem opomíjení (Neglect syndrom),
- s ataxií nebo jiným neurologickým syndromem.



Hardware použitý při studii se skládal z monitoru, běžného PC a WBB. K celé studii nebyl použitý žádný komerční software. Software byl naprogramovaný pomocí vývojového systému pro tvorbu 2D a 3D aplikací při spolupráci specialistů na klinickou rehabilitaci.

Pro softwarové řešení byly určeny tři hlavní priority:

- adaptivnost systému,
- schopnost motivovat pacienty ke cvičení
- poskytovat terapeutům data k vývoji cvičení

EBaVir nabízí pacientům 3 hry – Simon, Balloon Breaker a Air Hockey.

Tabulka 1.1: *Přehled her s popisem jednotlivých her*

Hra	Ukázka	Cíl hry	Rozhraní	Pohyb
<i>Simon</i>		Opakovat sekvenci barev indikovanou systémem	Pacient pohybuje červeným krožkem k další barvě	Medial-lateral a antero-posterior
<i>Balloon Breaker</i>		Zničit co největší množství balónků	Pacient pohybuje zaměřovačem k balónku, pokud dojde ke kontaktu zaměřovače a balónku, balónek praskne	Volný
<i>Air Hockey</i>		Sestřelit co nejvíce gólů do soupeřovy brány a zároveň ubránit bránu vlastní.	Pacient ovládá brankáře, když dojde ke kontaktu s pukem, puk změni trajektorii.	Medial-lateral

Design her je podobný komerčním hrám, nicméně vizuální i zvuková zpětná vazba je vytvořena tak, aby pomohla pacientům s kognitivními poruchami. Pracovní prostředí je u všech her stejné. Každá hra začíná inicializačním procesem, kdy terapeut nastaví dané parametry. V prvním kroku nastaví čas a počet přestávek v druhém pak herní vlastnosti jako například rychlost a velikost herních elementů. Poté se v procesu kalibrace nastaví senzitivita pohybu. EBaVir systém umožňuje pacientovi hrát ve stoji i v sedící poloze. Systém dává pacientovi stále zpětnou vazbu a povzbuzuje jej při cvičení. Stále je také pacientovi ukazováno skóre. Na konci cvičení systém zobrazí pacientovi procento chyb při cvičení, což slouží k motivaci a ke zlepšení výsledků.

Klinická studie se skládala z 30 cvičení, kterých se účastnil každý pacient. Cvičení byla vždy

3 – 5 týdně. K měření výsledků statické rovnováhy byla použita BBS, BBA a ART. Dynamické balanční schopnosti byly měřeny pomocí TST, ST a dalších testů.

Zpracování dat bylo provedeno pomocí analýzy rozptylu, kde byly hodnoceny účinky času, léčby a času a léčby.

U pacientů trpících ZPM jsou nejčastější motorické poruchy právě problémy s rovnováhou. Zlepšení balančních schopností je tedy nezbytnou součástí rehabilitace. Výsledky této studie poukazují na výrazné zlepšení statické rovnováhy u cvičení s virtuální realitou ve srovnání s klasickou léčbou. Ačkoliv byl eBaVir systém vyvinut pro zlepšení statické rovnováhy, z výsledku studie lze usoudit, že i zlepšení dynamické rovnováhy je srovnatelné u obou skupin. Data z dotazníků, která byla dána pacientům po skončení cvičení, ukazují, že všichni pacienti přijali léčbu pomocí virtuální reality velmi dobře a u žádného se neprojevil tzv. cyber-sickness.

LLORENS, Roberto, Sergio ALBIOL, José-Antonio GIL-GÓMEZ, Mariano ALCANIZ, Carolina COLOMER a Enrique NOÉ. Balance rehabilitation using custom-made Wii Balance Board exercises: clinical effectiveness and maintenance of gains in an acquired brain injury population. *International Journal on Disability and Human Development* [online]. 2014, **13**(3) [cit. 2015-07-01]. DOI: 10.1515/ijdhhd-2014-0323.

Tento článek vychází z článku o systému eBaVir (výše). Autoři článku se rozhodli systém eBaVir vylepšit a rozšířit. Uvádí, že cílem tohoto článku je prezentovat závěry a zkušenosti s vývojem systému pro potřeby rehabilitace s využitím WBB. Součástí článku je rovněž klinická studie, která testuje účinnost nové verze systému ve srovnání s klasickou léčbou a výsledky dává do kontextu předešlé studie.

Druhá verze systému obsahuje oproti první 4 hry vyžadující diskrétní výchylky a 2 hry s volnými výchylkami ve stoji a sedě. Systém rovněž obsahuje hry pro procvičení stání na jedné noze, chůzi po schodech, zvedání jedné nohy a pro změnu pozice ze sedu do stoje.

Studie měla stejná vstupní kritéria jako předešlá z roku 2010. Nebyla však už provedena randomizovaná kontrolní studie, pacienti tedy nebyli rozděleni do dvou skupin. Současná studie zkoumá, zda mají vylepšené cvičební programy stejné pozitivní účinky na léčbu jako cvičební programy u předchozí verze a zdali pozitivní vliv tohoto cvičení přetrvává i po skončení rehabilitace s eBaVir systémem. Účastníci studie, stejně tak jako ve studii předchozí, podstoupili 20 hodinové sezení 3 – 5 týdně. Každému pacientu bylo předepsáno cvičení dle jeho potřeb a schopností. Testy pro ověření jejich rovnovážných schopností byly provedeny na začátku, po měsíci cvičení a na konci. Testy byly stejné jako v předchozí studii.

Výsledky obou studií prokázaly, že cvičení pomocí nízkonákladových platforem se speciálně navrženým softwarem pro účely rehabilitace mohou poskytnout přínos pacientům se ZMP. Podobných výsledků bylo dosaženo v obou studiích. Testy prokázaly, že oproti první studii dochází k výraznějšímu zlepšení dynamické rovnováhy.

TAYLOR, M. a M. GRIFFIN. The use of gaming technology for rehabilitation in people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal* [online]. 2014, **21**(4): 355-371 [cit. 2015-07-01]. DOI: 10.1177/1352458514563593.

Informace v tomto článku se opírají o mnoho informací ze studií, zabývajících se využitím virtuální reality za účelem léčby roztroušené sklerózy. Autoři se snaží lehce generalizovat a hlavně sjednotit výsledky a závěry z jednotlivých studií využívající platformy Kinect nebo Wii a vypsát poznatky z jednotlivých studií. Zároveň upozorňují na různá úskalí a nejednotnost těchto studií.

Výhody používání platform Wii a Kinect tkví v jejich nízké pořizovací ceně, jednoduchosti a dostupnosti. S těmito platformami je možná cvičit jak na klinice, tak i doma, což může být pro pacienta velmi pohodlné (terapeut v takovém případě může sledovat výsledky prostřednictvím internetu). U starších pacientů je také výhodou, že při cvičení doma mohou být do hraní zapojeny i děti a vnoučata. U obou platform se rehabilitace zaměřuje na zlepšení pohybových a rovnovážných schopností. Platforma Wii snímá pohyb pomocí balanční podložky a ovladače, naproti tomu Kinect využívá systému kamer a hloubkových senzorů.

Využití virtuální reality pro cvičení vede k zvýšení fyzické aktivity, což může přispět k boji proti sedavému způsobu života. Cvičení výrazně zvyšuje srdeční frekvenci,  $VO_{2max}$  a energetický výdej. Důkazy naznačují, že lidé trpící RS nemají dostatečné množství fyzické aktivity. Použití virtuální reality pro cvičení může pomoci pacientům zařadit cvičení do svého běžného denního režimu. Jako zdravotně prospěšné se považuje cvičení v rozsahu 3 – 5 METS.

Článek se rovněž zabývá využitím aktivních videoher pro léčbu pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP). Výsledky studií jsou rozporuplné, existuje mnoho studií s rozsahem od případových studií až po randomizované kontrolní studie, kde není žádný konsensus o výsledcích měření, trvání a četnosti cvičení (délka cvičení od 1 dne až po 12 měsíců) a typu hraných her. Společným prvkem u těchto studií je však používání komerčních her namísto her navrhnutých pro specifické potřeby pacientů po CMP.

V závěru článku autoři uvádějí, že ve velkém množství současných studií zabývajících se cvičením pomocí virtuální reality neexistuje konsensus ohledně doby cvičení, intenzity cvičení a jednotné kvalifikaci naměřených výsledků. Upozorňují také nato, že aktivní videohry nejsou nějaké magické pilulky nahrazující všechny rehabilitační postupy, ale mohou velmi efektivně tradiční rehabilitační postupy doplnit.

### 1.1.2 Shrnutí

Cvičení pomocí virtuální reality a biofeedbacku se stává velmi rozšířenou nejen v oblasti balanční terapie, ale i v jiných zdravotnických odvětvích. Testovanými pacienty byli mimo jiné pacienti se získaným poškozením mozku, pacienti trpící roztroušenou sklerózou, či pacienti po cévní mozkové příhodě.

Tzv. aktivní videohry disponují velkým množstvím možností využití v rehabilitační praxi. Dle výsledků rešerše se dá říci, že v mnoha případech může být jejich účinnost srovnatelná s tradičními metodami, nebo dokonce vyšší. Jako velmi účinné se jeví i doplnění klasických metod a tradičních postupů o metody využívající biofeedbacku.

V člancích v této rešerši byly představeny komerční i nekomerční řešení, případně kombinace takovýchto řešení. Největší množství studií bylo v tomto odvětví provedeno pro komerční platformu Nintendo® Wii s podložkou Balance Board®. Studie se také zabývaly systémy využívající senzor Microsoft® Kinect™. Všechna řešení měla určitě své pro a proti. Společná nevýhoda těchto systémů je fakt, že tyto platformy nevznikly pro účely rehabilitace, ale spíše pro účely zábavy. Z hlediska tématu bakalářské práce je velmi zajímavé řešení systému EBaVir. Tento systém kombinuje běžně dostupný, levný hardware (podložku Balance Board®) a nekomerční software vyvinutý společně s terapeuty čistě pro specifické užití v rehabilitaci. Toto řešení se dle výsledků studie jeví jako velmi účinné.

[1][2][3][4][5]**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**

## 2 Teoretický úvod

V této kapitole je stručně popsán hardware, který je v této bakalářské práci použitý. Rovněž je zde popsán způsob komunikace mezi PC a hardwarem v úseči, použitý programovací jazyk a další programové vybavení.

### 2.1 Kruhová úseč

Kruhová úseč (Obr. 2.1), někdy také kulová úseč spadá do kategorie balančních pomůcek. Může sloužit jak k rekonvalescenci poúrazových stavů, tak k rozvoji svalové koordinace a odstranění svalové nerovnováhy.

Kruhové úseče jsou v kontaktu s plochou pouze v jednom bodu, což umožňuje pohyb do všech stran. Zároveň je díky tomu kruhová úseč labilnější než například úseč válcová. Úseče se vyrábějí z různých materiálů, v různých velikostech a v rozdílném provedení. [7]

Pro účely bakalářské práce je však nepodstatný přesný typ kruhové úseče, neboť díky akcelerometrickým datům je možno vypočítat naklonění roviny. Software se tak může přizpůsobit jakékoliv kruhové úseči, do které je možné implementovat hardwarové vybavení.



Obrázek 2.1: *Kruhová úseč*

## 2.2 Inovovaná kruhová úseč

Základem inovované kruhové úseče (Obr. 2.2) je standartní dřevěná kruhová úseč. V jejím středu je implementovaný hardware pro snímání orientace v prostoru a naklonění roviny. Těsně pod povrchem se nachází spínač, signalizační dioda a konektor pro nabíjení. Inovovaná kruhová úseč komunikuje s počítačem přes Bluetooth prostřednictvím USB Donglu. Hardwarové vybavení bylo poskytnuto a jeho realizace není součástí této bakalářské práce.



Obrázek 2.2: *Inovovaná kruhová úseč*

### 2.2.1 Inerciální senzory

Uvnitř inovované kruhové úseče se nachází MPU9250. MPU9250 je mikroprocesor obsahující 3-osý akcelerometr, 3-osý gyroskop a 3-osý magnetometr. Rozsah senzorů je nastavitelný, pro naše účely jsou senzory nastaveny dle Tabulky 2.1. [8]

Tabulka 2.1: *Nastavené parametry zařízení*

Vzorkovací frekvence	40 Hz
Rozsah akcelerometru	+/-2g
Rozsah gyroskopu	+/-500dps
Rozsah magnetometru	+/- 1200uT

## 2.3 Bluetooth LE

Bluetooth je bezdrátová radiová komunikace krátkého dosahu využívající pásmo 2,4 GHz.

Pro bezdrátovou komunikaci mezi kruhovou úsečí a PC (případně jinou platformou) je použitý USB Dongle CC2540 od firmy Texas Instruments ©. Tento mikropočítač je ideální pro bluetooth nízkoenergetické aplikace, základními prvky jsou RF vysílač a přijímač a mikropočítač 8051. [9][10]

### 2.3.1 Komunikační protokol

Pro komunikaci se zařízením byly použity následující příkazy.

#### Příkazy pro inicializaci zařízení:

```
01 00 FE 26 08 05 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 01 00 00 00
```

#### Odpověď zařízení:

```
04 FF 06 7F 06 00 00 FE 00 04 FF 2C 00 06 00 CB 49 8D 9D C7 E01 1B 00 04 D2 3B 29 9F 6A 9D 5E 2D 91 3A 4D EF C4 F6 2C 93 CF 12 BC 55 D7 31 89 1F 78 A5 FB A2 A3 82 A2 78
```

#### Příkazy pro stabilizaci připojení:

```
01 09 FE 09 00 00 00 14 67 65 9D C7 E02
```

#### Odpověď zařízení:

```
04 FF 06 7F 06 00 09 FE 00 04 FF 13 05 06 00 00 14 67 65 9D C7 E0 00 00 50 00 00 00 D0 07 00 04 FF 0B 07 06 00 00 00 20 00 00 00 2C 01
```

#### Zapnutí zařízení (akcelerometru, gyroskopu, magnetometru):

```
01 92 FD 06 00 00 2B 00 01 00
```

#### Odpověď zařízení:

```
04 FF 06 7F 06 00 92 FD 00 04 FF 06 13 05 00 00 00 00
```

#### Vypnutí zařízení:

```
01 92 FD 06 00 00 2B 00 00 00
```

---

<sup>1</sup> Zvýrazněné hexa čísla odpovídají MAC adrese USB donglu: E0:C7:9D:8D:49:CB

<sup>2</sup> Zvýrazněná hexa čísla odpovídají MAC adrese MPU9150: E0:C7:9D:65:67:14



**Odpověď zařízení:**

04 FF 06 7F 06 00 92 FD 00 04 FF 06 13 05 00 00 00 00

Po úspěšné inicializaci, stabilizaci a zapnutí odesílá zařízení cyklicky data v tomto tvaru:

Tabulka 2.2: Ukázka toku dat ze zařízení

04	FF	10	1B	05	00	00	00	0A	2A	00	AA	AA	XX	XX	YY	YY	ZZ	ZZ
04	FF	10	1B	05	00	00	00	0A	2A	00	BB	BB	XX	XX	YY	YY	ZZ	ZZ
04	FF	10	1B	05	00	00	00	0A	2A	00	CC	CC	XX	XX	YY	YY	ZZ	ZZ

**Data:**

- **AA AA** označují akcelerometr a data v pořadí (accX, accY, accZ)
- **BB BB** označují gyroskop a data v pořadí (gyrX, gyrY, gyrZ)
- **CC CC** označují akcelerometr a data v pořadí (magX, magY, magZ)

Po každém signifikátoru (AA AA, BB BB nebo CC CC) následují tři 16bitová čísla, pro každou osu jedno. U akcelerometru první bit (MSB) kóduje znaménko, tedy zda je zrychlení v dané ose kladné, či záporné. Zbýlých patnáct bitů kóduje čistou naměřenou hodnotu, kterou je třeba vydělit citlivostí měření.

Pro zvolenou citlivost měření  $\pm 2g$  musíme naměřenou hodnotu vydělit číslem  $(4000)_{16}$ , tedy číslem  $(16384)_{10}$ . Na Obr. 4 je znázorněna měnící se hodnota zrychlení v závislosti na rostoucí naměřené hodnotě.



Obrázek 2.3: Závislost zrychlení na naměřené hodnotě

**2.3.2 Naklonění roviny**

Přepočet dat na zrychlení v jedné ose nám udává následující vztah. Vztah platí pro osu X, analogicky pro osu Y a osu Z.

$$Ax_g = \frac{Ax_{raw}}{Ax_{Scale}} \quad (2.1)$$

$Ax_g$  ... zrychlení pro osu  $x$  v jednotkách  $g$  [ $m \cdot s^{-2}$ ]

$Ax_{raw}$  ... naměřená hodnota

$Ax_{scale}$  ... citlivost (při dané konfiguraci zařízení =  $(4000)_{16}$ )

Z tíhového zrychlení v jednotlivých osách jsme schopni získat úhel naklonění pro jednotlivé osy. Osy nám představují přímky v prostoru. Pokud známe naklonění těchto přímek, jsme schopni určit naklonění roviny, v našem případě balanční plošiny. Vzorce pro výpočet naklonění v jednotlivých osách:

$$\alpha = \tan^{-1} \left( \frac{A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}} \right) \quad (2.2)$$

$$\beta = \tan^{-1} \left( \frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}} \right) \quad (2.3)$$

$$\gamma = \tan^{-1} \left( \frac{\sqrt{A_x^2 + A_y^2}}{A_z} \right) \quad (2.4)$$

Pro zobrazení naklonění balanční plošiny použijeme úhly  $\alpha$  a  $\beta$ .

## 2.4 Softwarové vybavení

### 2.4.1 C#

C# je moderní, víceúrovňový objektově orientovaný jazyk. Tento jazyk byl vyvinout firmou Microsoft zároveň s platformou NET Framework. Objektově orientovaný jazyk pracuje s jednotlivými komponentami – objekty, ze kterých je pak poskládán finální program. Pomocí C# lze tvořit programy, které jsou přehledné a znovupoužitelné. C# je pro OOP velmi vhodný, poskytuje totiž velké množství poměrně sofistikovaných konstrukcí, se kterými se však lehce a jednoduše pracuje. Základními prvky OOP je zapouzdření, dědičnost a polymorfismus. [11]

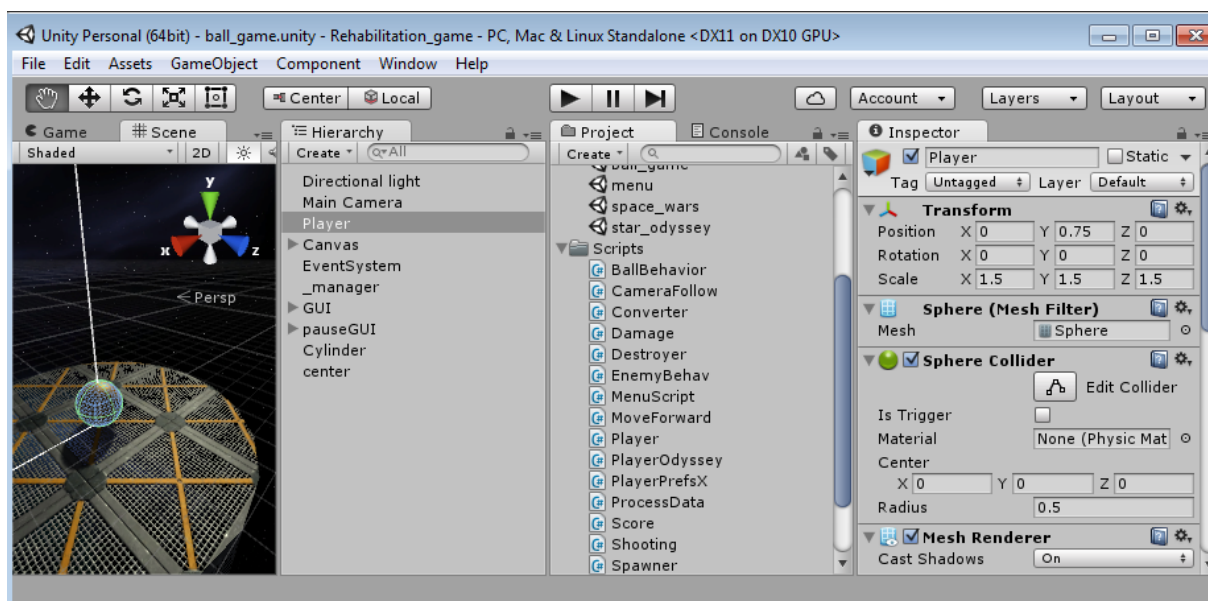
### 2.4.2 Unity3D

Unity3D je profesionální vývojové prostředí pro hry - herní engine (Obr. 2.4), který poskytuje velké množství nástrojů pro tvorbu sofistikovaných her. V současné době je dostupná verze Unity Personal Edition, která dovoluje menším nezávislým studiům a individuálním vývojářům pracovat s profesionálními nástroji, které Unity poskytuje.

Propracované API<sup>3</sup> Unity poskytuje nástroje pro práci s grafikou (animacemi), audiem, fyzikou a další nástroje nezbytné pro tvorbu her. Editor pracuje s herními objekty, ty pod sebou mohou mít další komponenty – herní objekty. Komponenty můžou být i skripty napsané uživatelem. Unity umožňuje psát skripty v jazycích Javascript a C#. Unity obsahuje editor skriptů MonoDevelop, ale je možné využít jakýkoliv jiný editor.

Unity je multiplatformní, výslednou hru umožňuje vydat pod jakoukoliv běžně dostupnou platformou (včetně mobilních).

Pro potřeby bakalářské práce je Unity velmi vhodným nástrojem, jelikož umožňuje poměrně jednoduchou tvorbu profesionálně vypadajících (i fungujících) her, díky různým nástrojům a předpřipraveným metodám.



Obrázek 2.4: Ukázka pracovního prostředí Unity

### 2.4.3 Vektorová grafika

Vektorová grafika je jeden ze dvou základních způsobů reprezentace a ukládání dvourozměrných obrázků v počítačové grafice. U vektorové grafiky je obrázek popsán pomocí přesně definovaných geometrických tvarů. Na rozdíl od rastrové grafiky neklesá kvalita obrázku s přiblížením. Vektorová grafika je ideální pro různé ilustrace a animace. [12]

Pro tvorbu výstupního softwaru laděného do jednoduchého grafického stylu, obsahujícího prvky flat designu, byla použita vektorová grafika. Jako program pro tvorbu vektorové grafiky byl použit program Illustrator od společnosti Adobe.

---

<sup>3</sup> API - rozhraní pro programování aplikací

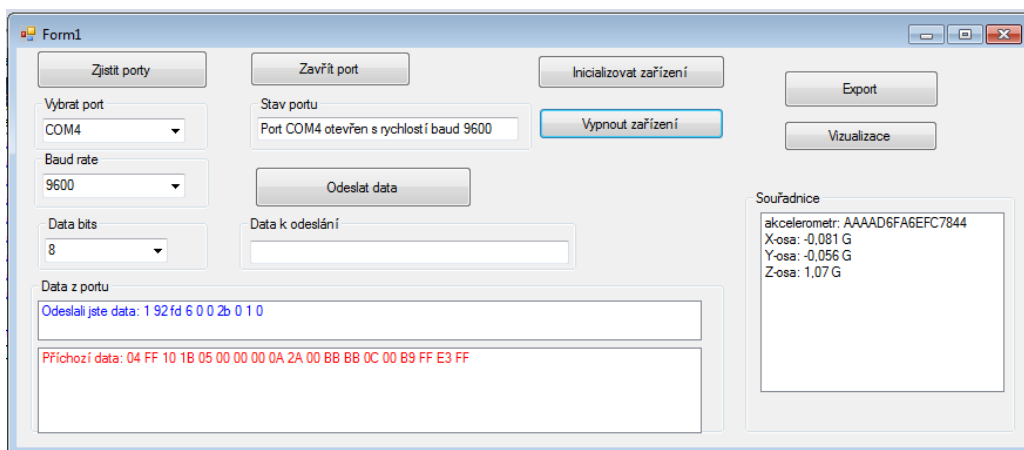
### 3 Návrh a realizace řešení

V této kapitole jsou popsány jednotlivé kroky řešení bakalářské práce.

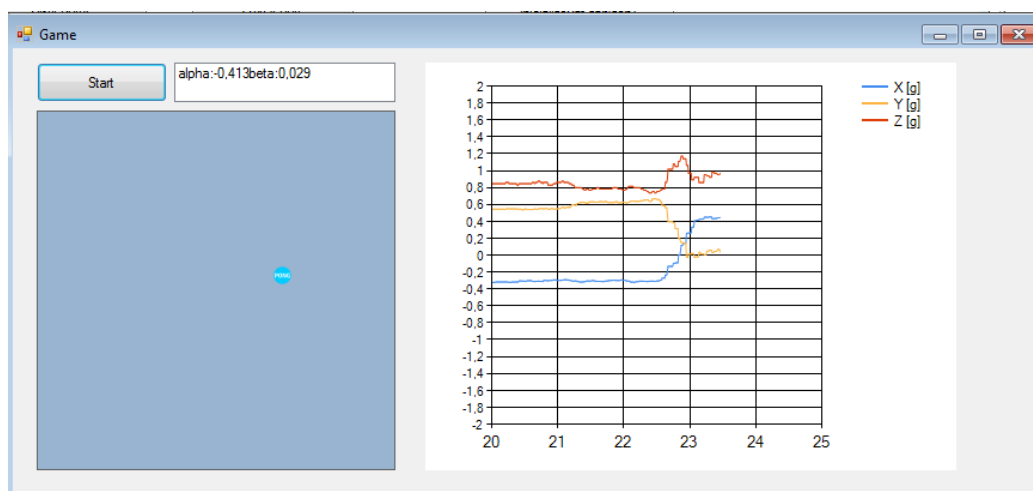
#### 3.1 Realizace přijímání dat

Jedním z bodů zadání bylo realizovat komunikaci mezi osobním počítačem a kruhovou úsečí. Tento bod byl nezbytný pro další body zadání. Pro splnění tohoto bodu a hlavně pro pochopení dané problematiky byla vytvořena jednoduchá formulářovou C# .NET aplikaci ve Visual Studiu.

Tato více vláknová aplikace (Obr. 3.1) umožňovala nastavit parametry komunikace, přijímat a odesílat data, exportovat data ze sériového portu a jednoduše vizualizovat převedená data. Data se vizualizovala prostřednictvím grafu, kde byly zobrazeny hodnoty zrychlení v jednotlivých osách v závislosti na čase. V okně vedle byla provedena vizualizace pomocí pozice kolečka v rovině. Úhel naklonění odpovídal x-ové souřadnici a úhel Beta y-ové souřadnici. Logická vrstva použitá v této formulářové aplikaci se stala podkladem pro výsledný software vytvořený v Unity. Popis principu fungování komunikace s kruhovou úsečí a zpracování dat je na Obr. 3.3



Obrázek 3.1: Formulářová aplikace pro komunikaci po sériové lince

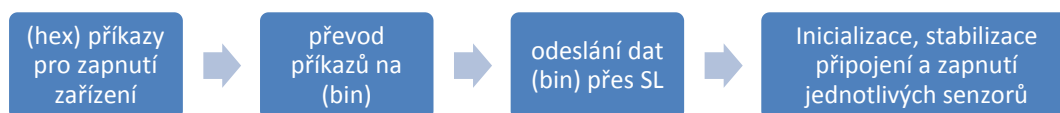


Obrázek 3.2: Obrázek 1 Vizualizace dat ve formulářové aplikaci

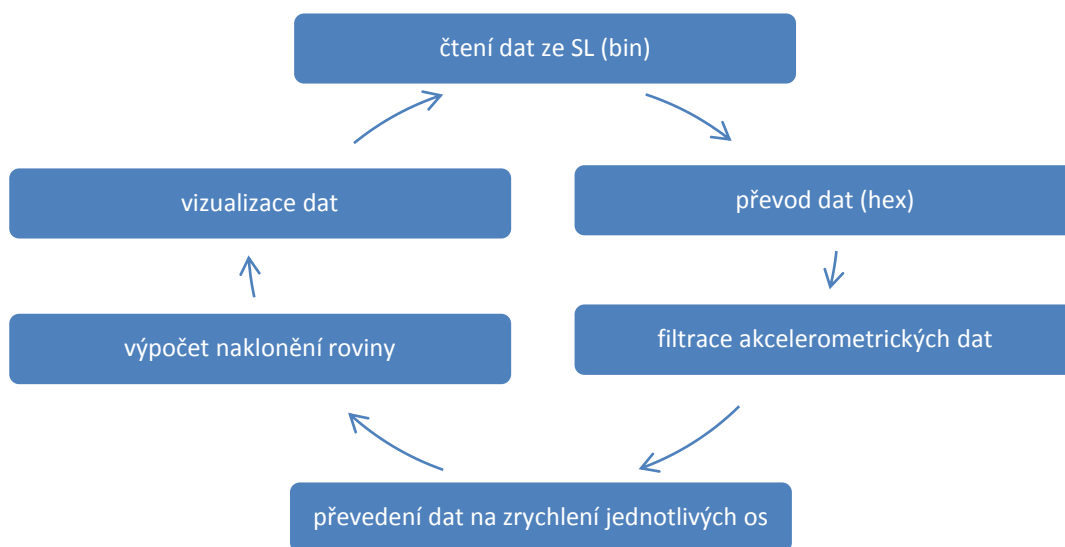
#### Otevření sériové komunikace



#### Odesílání dat, zapnutí zařízení



#### Příjem dat a jejich zpracování



Obrázek 3.3: *Blokové schéma fungování komunikace s kruhovou úsečí*

### 3.2 Návrh a cíle rehabilitační hry

Při návrhu rehabilitační hry se vycházelo zejména z požadavků fyzioterapeuta a potřeb pacienta, kteří budou software využívat. Tyto aspekty vydefinovaly charakter výsledného softwaru.

Zadání od fyzioterapeuta bylo realizovat hru (resp. hry), které přirozeně povedou k vykonání cvičení, které se jinak na nestabilní rovině cvičí bez vizuální zpětné vazby. Byly definovány základní dva typy cvičení:

- U prvního typu je pacientovi přesně sděleno které pohyby, případně sekvence pohybů má vykonat. Tyto pohyby může vykonávat pacient vestoje, k čemuž postupně vede cvičení na kruhové úseči. Rovněž se ale může cvičení zjednodušit. Pacient pak cvičí vsedě, s nohama na kruhové úseči. Základními sekvencemi pohybů jsou pohyby dopředu - dozadu, doprava – doleva a po obou diagonálách.

- Druhý typ cvičení je pro pacienta náročnější, jelikož jej nelze zjednodušit variantou „vsedě“. Pacient se u toho cvičení postaví plnou vahou na kruhovou úseč. Cílem cvičení je udržet se po určitou dobu v rovnovážné poloze a nespadnout (nesestoupit) z úseče. Cvičení se dá ztížit tím, že pacient stojí jen na jedné noze, má zavřené oči nebo musí dělat různé úkoly, které mu stání na plošině ztěžují.

Potřeby pacienta korespondují s potřebami kteréhokoliv jiného hráče počítačových her. Výsledná hra by měla být zábavná a měla by motivovat k dalšímu hraní (resp. cvičení). Hráč (resp. pacient) by měl být za správné provedení úkolu odměněn. V rámci herních mechanismů může být takovou odměnou zpřístupnění nových herních úrovní, získání nějakého bonusu, či v nejjednodušším případě zvýšení skóre. Existuje samozřejmě i negativní motivace – např. odečtení životů, nutnost opakovat úroveň, snížení skóre atd. Aby byla hra zábavná, je třeba, aby dané úkoly ve hře byly pro hráče splnitelné. Zároveň ale taky nesmí být příliš jednoduché, splnění takového úkolu by pro hráče zábavné nebylo.

U běžné videohry se počítá s tím, že každý hráč má stejné možnosti, hra je vytvořená pro všechny hráče stejně. Nepřizpůsobuje se individuálním potřebám hráčů. Takto však nelze u hry využívané v rehabilitaci uvažovat. Funkční nedostatky pacientů nejsou stejné a navíc se v průběhu rehabilitace mohou měnit. Hra tedy musí odpovídat aktuálním potřebám a možnostem pacientů.

Aby hra byla schopna přizpůsobení se individuálním potřebám pacientů, byly přidány dva mechanismy. První je zjištění maximálního rozsahu pohyblivosti pacienta před spuštěním hry. Tím je zjištěno, jakých výchylek je pacient schopen a hra mu neukládá žádné nesplnitelné úkoly. Zároveň „nutí“ pacienta provádět cviky, které korespondují s jeho rozsahem pohyblivosti. Druhým mechanismem je volba obtížnosti v průběhu cvičení. Tuto volbu provádí terapeut s ohledem na stav pacienta při cvičení.

Na základě těchto požadavků byly vytvořeny následující rehabilitační hry.

Pro cvičení prvního typu:

- **Vesmírné války**

Princip hry „Vesmírné války“ je jednoduchý. Jedná se o hru arkádového typu, kdy se pacient ocitá v roli pilota vesmírného plavidla, které je uprostřed meteoritického roje. Meteority létají ze všech stran a jediným způsobem, jak z nebezpečí vyváznout, je meteority sestřelit a zničit. Svými pohyby na kruhové úseči ovládá pacient rotaci lodi a střelbu. Pacient má za úkol vykonat při cvičení určitou sérii pohybů. K vykonání těchto pohybů jej hra přirozeně vede. Meteority létají na vesmírnou loď ze směru, který odpovídá navoleným pohybům k procvičení. Tzn., pokud jsou zvoleny pohyby k procvičení např. „dopředu – dozadu“, meteority budou létat na loď střídavě zepředu a zezadu. Rovněž počet meteoritů odpovídá zvolenému počtu opakování.

- **Hvězdná odysea**

I u této hry je pacient v roli pilota vesmírného plavidla. Tato hra je v porovnání s „Vesmírnými válkami“ výrazněji oddechovější. Pacient v roli pilota cestuje vesmírem a sbírá hvězdy, za což je vždy odměněn. Svými pohyby na úseči ovládá rotaci a pohyb lodi. I zde má pacient za úkol procvičit sérii pohybů. Toho je docíleno generováním hvězd v místech, která odpovídají zvoleným pohybům k procvičení. Ke hvězdám je potřeba doletět a sebrat je. Zde se

projevuje oddechovější charakter hry. Pacient si sám volí tempo celého cvičení. Ke hvězdě lze doletět i jinak než přímou nejkratší cestou, čehož může pacient využít a cvičení si zjednodušit.

Počet hvězd koresponduje se zvoleným počtem opakování.

Pro cvičení druhého typu:

- **Kulička**

Stejně jako dvě předchozí hry se hra „Kulička“ odehrává ve vesmíru. Vesmír je pro všechny hry společný prvek a dodává softwaru jednotnost. Pacient v této hře ovládá náklony na úseči pohyby kuličky. Kulička je umístěná na plošině hluboko ve vesmíru. Cílem hry je udržet kuličku co nejdéle na plošině a nespadnout z ní. Na rozdíl od předchozích her je tato hra v 3D.

### 3.3 Návrh a realizace rehabilitačních her

Při návrhu GUI<sup>4</sup> byl kladen důraz na přehlednost jednotlivých prvků a jednoduchost pro obsluhu. Jelikož samotné cvičení s rehabilitační pomůckou využívající feedbacku může tvořit jen malou část rehabilitace, je třeba, aby nastavování parametrů cvičení bylo co nejjednodušší a proběhlo co nejrychleji. Schéma chování softwaru je na (Obr. 3.4).

#### 3.3.1 Úvodní menu

Úvodní menu (Obr. 3.5) je první věc, která se zobrazí po spuštění programu. Mimo to se obrazovka s menu zobrazí pokaždé po ukončení zvolené hry, nebo při přerušení hry a návratu do menu.

Menu se dá pomyslně rozdělit do tří částí. Horní část obsluhuje komunikaci se zařízením, prostřední část spravuje herní nastavení a spodní část je určená pro uložení údajů o cvičení.

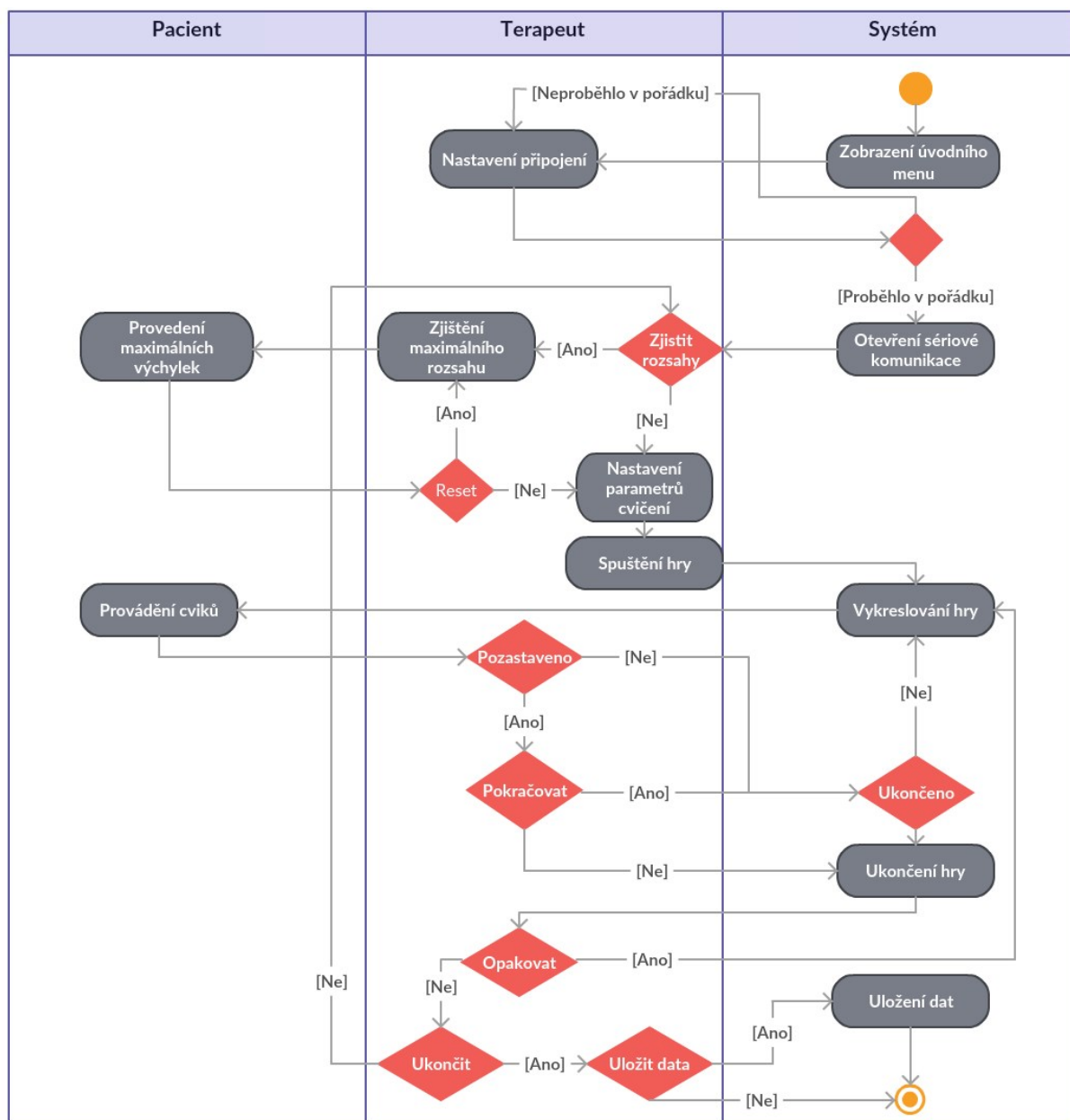
Po spuštění programu je pro další cvičení nezbytné spustit komunikaci se zařízením. Tlačítkem „Zjistit porty“ se načte seznam dostupných portů v počítači. Pokud je dostupných portů více, je třeba vybrat ten, ke kterému je připojený USB Dongle. Poté stačí kliknout na tlačítko „Otevřít SP“ a v případě, že není žádný problém (např. vybitá baterie v plošině) se ukazatel stavu přepne do režimu „Zapnuto“. V případě problému vypíše program chybu. Tuto část inicializace stačí udělat pouze na začátku cvičení, případně při ztrátě spojení v průběhu cvičení. Po zapnutí komunikace je komunikace se zařízením aktivní až do ukončení celého programu.

Další sekce menu nám upravuje herní parametry. Po stisku tlačítka „Zjistit maximální rozsah“ provede pacient maximální výchylky dopředu, dozadu, doprava a doleva. Je jedno v jakém pořadí pacient tyto výchylky vykoná. Grafické ukazatele se vždy zastaví na maximální hodnotě. V případě, že je terapeut nespokojený s naměřeným rozsahem pohyblivosti, může po stisknutí tlačítka „Reset“ provést měření znovu. Pokud se mu také zdá, že některé naměřené výchylky neodpovídají možnostem pacienta, může jednotlivé rozsahy tažením posuvníku jednoduše změnit. V případě her „Vesmírné války“ a „Hvězdná odysea“ je třeba před spuštěním hry nastavit počet opakování (implicitně je zvolených pět) a zvolit sekvence pohybů k procvičení. Kliknutím na tlačítka „Vesmírné války“, „Hvězdná odysea“ nebo „Kulička“ se spustí příslušná hra.

---

<sup>4</sup> GUI– grafické uživatelské rozhraní

Poslední sekce obsahuje pole pro vyplnění jména nového pacienta a rolovací seznam předešlých se jmény pacientů. Před ukončením cvičení (nebo) i dříve se po stisku tlačítka „Uložit data“ uloží data ze cvičení. Data jsou uložena do tabulky.



Obrázek 3.4: Diagram aktivit softwaru



Obrázek 3.5: *Uživatelské menu*

### 3.3.2 Uživatelské rozhraní ve hře

V jednotlivých hrách je zakomponováno jednotné uživatelské rozhraní (Obr. 3.6). Toto rozhraní umožňuje terapeutovi stisknutím tlačítka snižovat, či zvyšovat úroveň obtížnosti. Dále je zde zobrazeno dosažené skóre, které se v průběhu cvičení mění. Po stisknutí tlačítka „Pauza“ či klávesy „Escape“ se hra pozastaví a zobrazí se dialogové okno. Toto okno nabízí tlačítko pro pokračování ve hře, nebo tlačítko pro návrat do hlavního menu. Rovněž po ukončení cvičení se zobrazí dialogové okno, kde je opět tlačítko pro návrat do hlavního menu, ale také tlačítko pro opakování daného cvičení s původními parametry.

Obrázek 3.6: *Uživatelské rozhraní ve hře*

### 3.3.3 Ukládání dat

Před ukončením cvičení je možno uložit data ze cvičení. U nového pacienta se vyplňuje jméno a příjmení do příslušného pole. Pokud už pacient cvičení absolvoval, je možno vybrat jméno pacienta z rolovacího seznamu. Jména pacientů, kteří už cvičení absolvovali, jsou uloženy v textovém souboru.

Po stisknutí tlačítka „Uložit data“ se v adresáři se hrou vytvoří složka se jménem pacienta, do které se automaticky ukládají záznamy ze cvičení. Pro každé cvičení se vytvoří „.csv“ soubor, jehož jméno odpovídá času a datu cvičení. V tabulce jsou uložena hexa data poslaná ze zařízení. Tato data obsahují údaje z akcelerometru, gyroskopu i magnetometru od spuštění první hry. Data jsou doplněna o

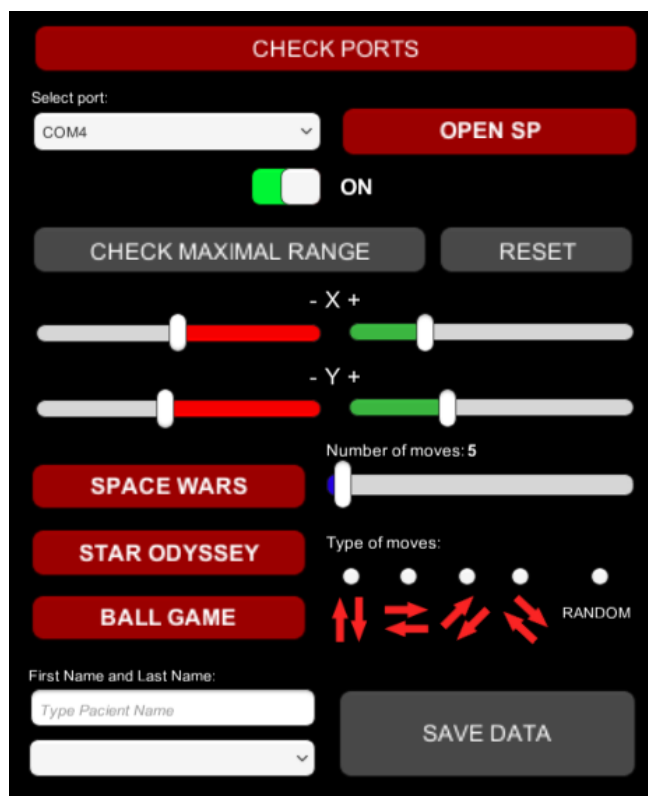
naměřené maximální rozsahy pacienta a dosažené skóre v jednotlivých hrách. Data lze zobrazit v běžných tabulkových procesorech (Obr. 3.7).

2	*** Maximalni rozsahy: a+ 14, a- -16,b+ 13, b- -36 ***
3	FF 10 1B 05 00 00 00 0A 2A 00 BB BB 1C 00 BA FF DE FF
4	FF 10 1B 05 00 00 00 0A 2A 00 CC CC A2 FF 6A 00 5C 00
5	FF 10 1B 05 00 00 00 0A 2A 00 AA AA 28 FB AA 01 E0 43
6	FF 10 1B 05 00 00 00 0A 2A 00 BB BB 19 00 BA FF DD FF
7	FF 10 1B 05 00 00 00 0A 2A 00 CC CC A5 FF 65 00 5D 00
8	FF 10 1B 05 00 00 00 0A 2A 00 AA AA FC FA BE 01 E0 43
9	FF 10 1B 05 00 00 00 0A 2A 00 BB BB 1A 00 BC FF DB FF
10	FF 10 1B 05 00 00 00 0A 2A 00 CC CC A4 FF 66 00 5A 00
11	FF 10 1B 05 00 00 00 0A 2A 00 AA AA F6 FA E0 01 E6 43
12	FF 10 1B 05 00 00 00 0A 2A 00 BB BB 1C 00 BE FF DD FF
13	FF 10 1B 05 00 00 00 0A 2A 00 CC CC 9A FF 64 00 5C 00

Obrázek 3.7: Ukázka exportovaných dat

### 3.3.4 Lokalizace hry

Z důvodu rozšíření možností aplikace výstupního softwaru je software dostupný jak v českém jazyce, tak v anglickém jazyce. V anglické verzi softwaru jsou všechna tlačítka a texty použité v programu přeloženy do angličtiny.



Obrázek 3.8: Anglická lokalizace hry

### 3.4 Rehabilitační hra „Vesmírné války“

V této kapitole jsou popsány metody a mechanismy použité ve hře „Vesmírné války“.

#### 3.4.1 Ovládání

S úhly naklonění  $\alpha$  a  $\beta$  (viz kapitola Naklonění roviny) lze pracovat jako se souřadnicemi v Kartézské soustavě souřadnic. Úhel  $\alpha$  odpovídá hodnotě na ose x a úhel  $\beta$  hodnotě na ose y. Právě zobrazení bodu v Kartézské soustavě souřadnic je ideální pro vizualizaci náklonu roviny, a proto se s úhly naklonění (v radiánech) pracuje ve všech hrách jako se souřadnicemi x, y. Z matematického hlediska nám vznikne polohový vektor s počátkem v soustavě souřadnic, jehož x-ová a y-ová složka odpovídá úhlům naklonění  $\alpha$  a  $\beta$ . Délka tohoto vektoru pak bude dle Pythagorovy věty rovna:

$$r = \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} \quad (3.1)$$

Délka polohového vektoru nám určuje velikost aktuální výchylky.

Rotace lodi odpovídá náklonu pacienta na plošinu, loď se vždy otočí tam, kam se pacient nakloní. To se děje plynule, díky nadefinované rychlosti rotace. Pokud by rotace přesně odpovídala náklonu, loď by při malých změnách náklonu nepřírozeně kmitala.

Pro výpočet rotace byla použita speciální funkce  $\text{arctg2}(y, x)$ . V našem případě je hodnota této funkce shodná s úhlem sevřeným mezi osou x a polohovým vektorem o souřadnicích  $(\alpha, \beta)$ .

#### 3.4.2 Práce s rozsahem pohyblivosti

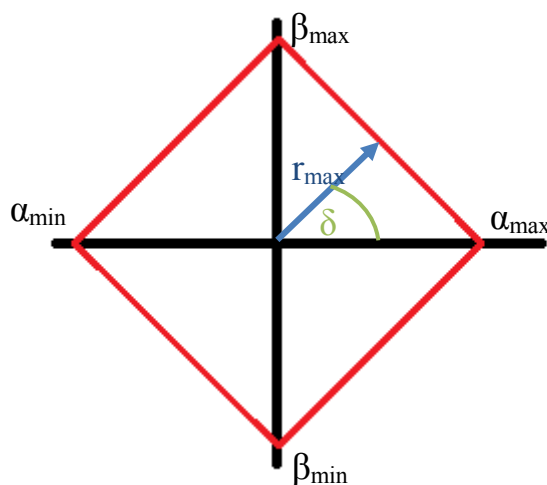
Jak bylo zmíněno výše, před začátkem her „Vesmírné války“ a „Hvězdná odysea“ se provádí testování maximálního rozsahu pohyblivosti pacienta. Jednoduchým a rychlým měřením zjistíme maximální výchylky v horizontálním a vertikálním směru. Tzn., dostaneme čtyři hodnoty, dvě v horizontálním směru (kladnou a zápornou) a dvě ve vertikálním směru. Tyto hodnoty představují délku polohového vektoru. Pacient se však při cvičení nenaklání pouze ve čtyřech směrech, naklání se do všech směrů tedy v rozmezí  $0 - 360^\circ$ . Při práci s rozsahem pohyblivosti je třeba znát velikost pacientovy maximální výchylky (délku polohového vektoru), v závislosti na směru vychýlení (na úhlu sevřeném mezi osou x a polohovým vektorem).

Jediným způsobem, jak docílit přesných hodnot by bylo změřit velikost maximální výchylky pro každý směr vychýlení. Nicméně takové řešení by dobu inicializace cvičení značně prodloužilo. Zároveň je pokyn pro pacienta k vykonání maximální výchylky ve čtyřech směrech mnohem jednoznačnější, než pokyn k vykonání maximální výchylky po celém obvodu úseče. Z těchto důvodů byla v práci použita méně přesná metoda, která je však plně funkční.

Pokud pomyslně spojíme změřené maximální výchylky, vznikne nám v Kartézské soustavě čtyřúhelník (Obr. 3.8) s vrcholy v maximálních výchylkách. Při použití goniometrických vzorců dostaneme vztah pro délku polohového vektoru, ohraničeného stranami čtyřúhelníku. Máme tedy vztah pro délku polohového vektoru v závislosti na úhlu, který svírá polohový vektor s osou x (úhel  $\delta$ ).

$$r_{\max} = \frac{\alpha_{\max} \cdot \beta_{\max}}{\beta_{\max} \cdot \cos(\delta) + \alpha_{\max} \cdot \sin(\delta)} \quad (3.2)$$

Tento vzorec platí pro I. Kvadrant, analogicky platí pro ostatní kvadranty.



Obrázek 3.9: Zjednodušení maximální výchylky

Velikost maximální výchylky a velikost aktuální výchylky lze porovnávat a využít pro potřeby her.

### 3.4.3 Střelba

Rotace lodi je nezávislá na velikosti aktuální výchylky, je závislá pouze na směru vychýlení. Proto, aby pacient prováděl větší výchylky, byl zaveden mechanismus střelby. Zde je už pracováno s porovnáváním velikosti aktuální a maximální výchylky. Pokud velikost aktuální výchylky dosáhne určité úrovně velikosti maximální výchylky, loď začne střílet laserové paprsky. Úroveň, které je třeba dosáhnout je závislá na zvolené obtížnosti ve hře (viz kapitola 3.4.6 Obtížnost).

### 3.4.4 Meteority

Meteority jsou ve hře generovány v místech odpovídajících zvoleným pohybům k procvičení. Jsou generovány v konstantní vzdálenosti od lodi (mimo obrazovku) a pohybují se rychlostí odvislé od zvolené obtížnosti. Jejich rychlost je po dobu letu konstantní. Generování probíhá v určitém časovém intervalu. Z důvodu omezení monotónnosti hry mají vygenerované meteority náhodný tvar a rotují náhodnou rychlostí.



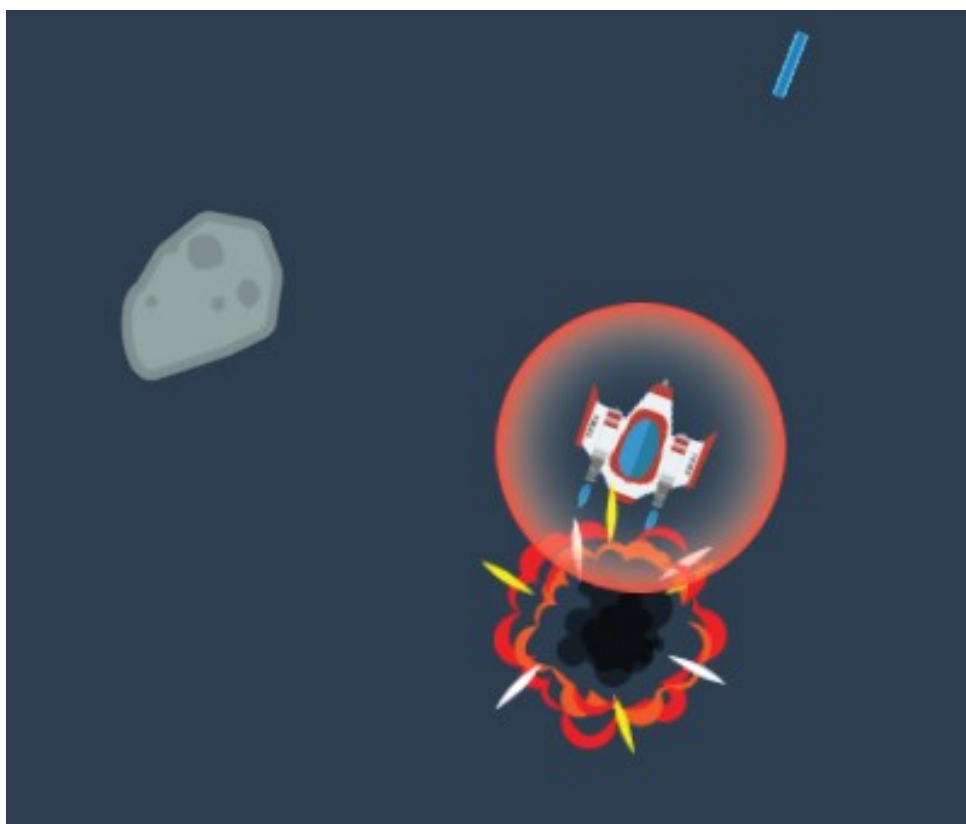
Obrázek 3.10: Různé typy meteoritů použitých ve hře

### 3.4.5 Kolize

Kolizní systém ve hře je velmi jednoduchý. Pokud je meteorit zasažen laserovým paprskem, je zničen. Zničení meteoritu je doplněné o animaci výbuchu. V opačném případě, pokud je loď zasažena meteoritem, je u lodi aktivovaný ochranný štít. Ten činí loď po určitý časový okamžik nezranitelnou a ničí další přichozí meteority. (Obr. 3.10).

### 3.4.6 Obtížnost

Obtížnost ve hře ovlivňují dva parametry. S rostoucí obtížností je rychlost meteoritů větší. Rovněž se mění poměr aktuální velikosti výchylky k maximální velikosti výchylky nutný pro aktivaci střelby. (Tabulka 3.1).



Obrázek 3.11: Aktivace štítu

Tabulka 3.1: Obtížnost ve hře „Vesmírné války“

Obtížnost:	Aktivace střelby při:	Rychlost meteoritů:
1	10% maximální výchylky	+ 25 %
2	50% maximální výchylky	+ 33 %
3	75% maximální výchylky	+ 50 %
4	90% maximální výchylky	+ 100 %

### 3.4.7 Skóre

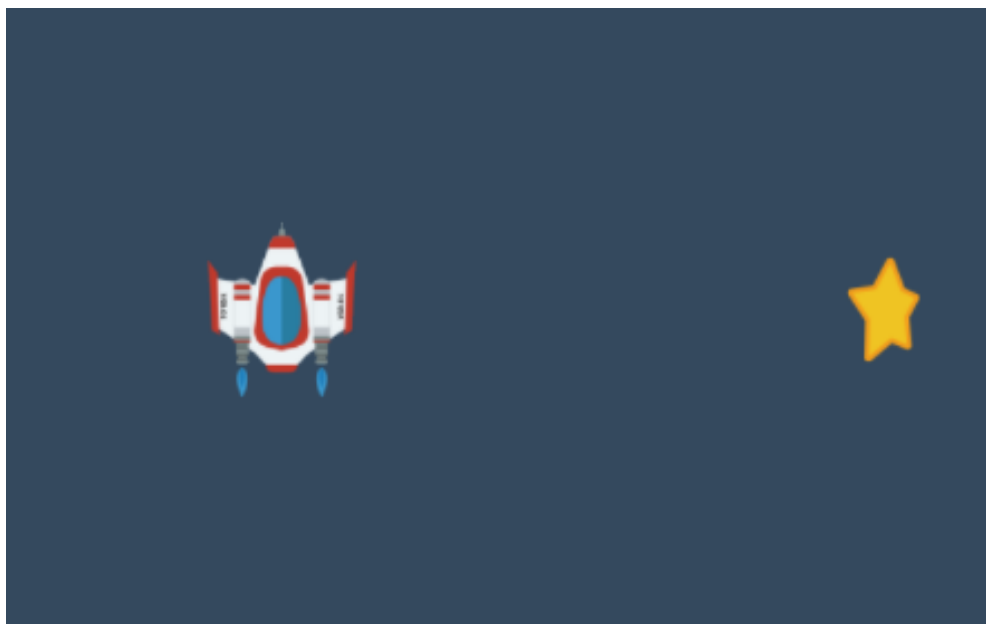
Jako prvek motivace a jistý ukazatel zlepšení zde stejně jako v ostatních hrách funguje mechanismus skóre. Za každý zásah meteoritu se přičte hráči 50 bodů. Naopak za každý zásah meteoritem se pacientovi 150 bodů odečte. Počítadlo skóre může jít i do záporných hodnot.

## 3.5 Rehabilitační hra „Hvězdná odysea“

V této kapitole jsou popsány mechanismy použité ve hře „Hvězdná odysea“.

### 3.5.1 Ovládání

Ve hře „Hvězdná odysea“ ovládá pacient rotaci a pohyby lodi svými náklony. Kruhová úseč se v této hře chová podobně jako joystick. Při náklonu změni loď rotaci ve směru náklonu. Rovněž změni pozici – loď „letí“ do směru náklonu. Směr pohybu je tedy závislý na směru polohového vektoru. Míra změny polohy je pak závislá na délce polohového vektoru. Rotace je vypočítaná stejně jako u hry „Vesmírné války“.



Obrázek 3.12: Ukázka hry „Hvězdná odysea“

### 3.5.2 Práce s rozsahem pohyblivosti

V této hře je také porovnávána velikost aktuální výchylky s velikostí maximální výchylky. Pokud hodnota aktuální výchylky dosáhne určité hodnoty maximální výchylky (viz kapitola 3.5.4 Obtížnost), loď změni pozici. Rotace je nezávislá na rozsahu pohyblivosti.

### 3.5.3 Hvězdy

Hvězdy ve hře jsou generovány v závislosti na zvolených pohybech k procvičení v konstantní vzdálenosti od lodi. Na rozdíl od meteoritů ve hře „Vesmírné války“ nejsou hvězdy generovány v určitém časovém intervalu. Hvězda je vždy vygenerována až po sebrání hvězdy předchozí. Hvězda je doplněná o animaci rotování. (Obr. 3.13)



Obrázek 3.13: Animace hvězdy

### 3.5.4 Obtížnost

Lod' se při hře dá do pohybu při určitém poměru aktuální velikosti výchylky k maximální velikosti výchylky. O poměru aktuální k maximální velikosti výchylky rozhoduje úroveň zvolené obtížnosti. (Tabulka 3.2)

Tabulka 3.2: Obtížnost ve hře „Hvězdná odysea“

Obtížnost:	Aktivace změny pozice při:
1	10 % maximální výchylky
2	50 % maximální výchylky
3	75% maximální výchylky
4	90 % maximální výchylky

### 3.5.5 Skóre

V této hře je počítadlo skóre podobné jako ve hře „Vesmírné války“. Za každou sebranou hvězdu se uživateli přičte 50 bodů, odčítání bodů v této hře není.

## 3.6 Rehabilitační hra „Kulička“

V této kapitole jsou popsány mechanismy použité ve hře „Kulička“. (Obr. 3.14)

### 3.6.1 Ovládání

Na rozdíl od přechozích her, kdy měl pacient za úkol vykonávat co největší výchylky, ve hře „Kulička“ musí pacient zůstat ve stabilizované poloze a nevykonávat pokud možno žádné výchylky. Tomuto požadavku je přizpůsobeno ovládání hry.

Pacient svým každým vychýlením rozpohybuje kuličku ve směru vychýlení. Kulička se kutálí rychlostí odpovídající velikosti aktuální výchylky a zvolené úrovni obtížnosti (viz kapitola 3.6.4 Obtížnost).

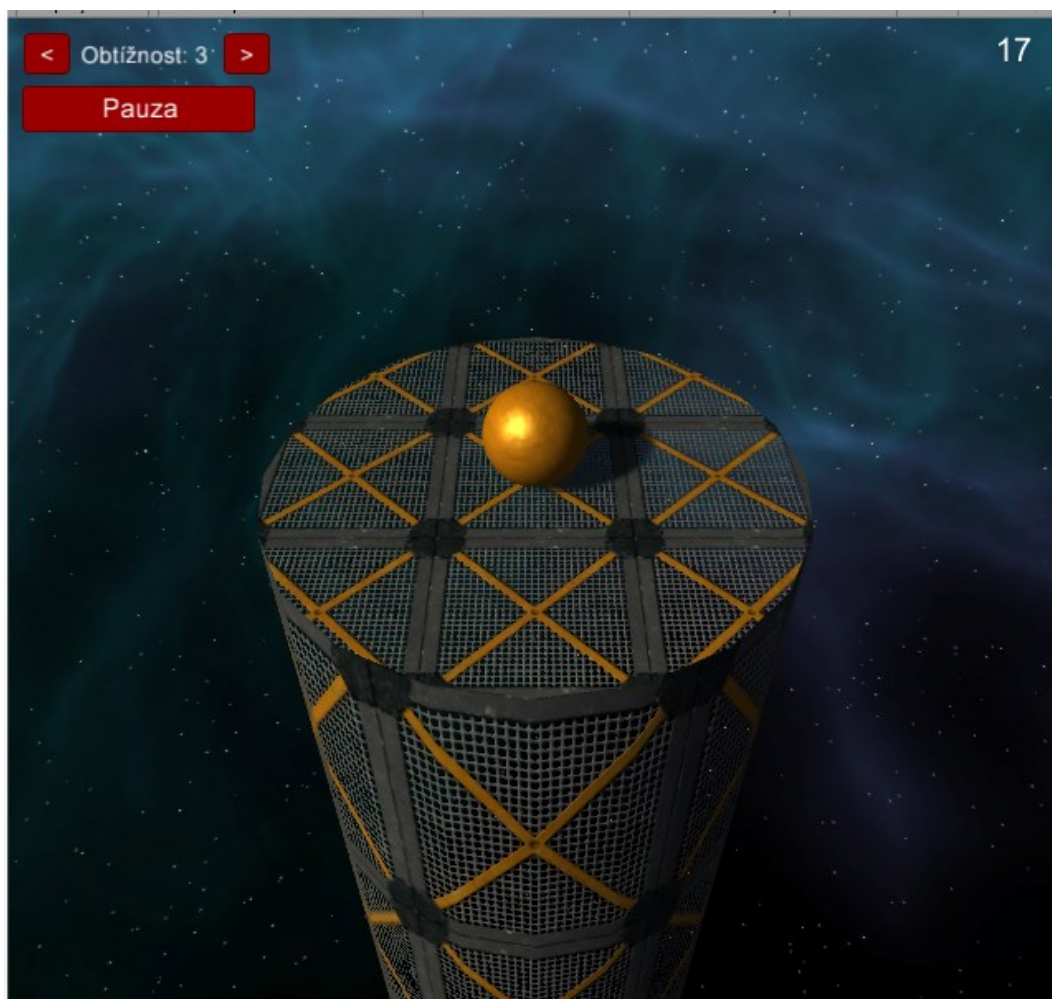
Ve hře je definována inertní zóna s velikostí závislou na úrovni obtížnosti. Pokud velikost aktuální výchylky spadá do této zóny, spustí se počítadlo. Pokud je určitý čas kulička mimo střed a pacientova aktuální výchylka spadá do inertní zóny, kulička se sama vrátí do středu. To znamená, že pokud vydrží pacient po předchozím vychýlení určitý čas v klidu, kulička se sama vrátí na střed do stabilizované polohy. Doba, po kterou musí být pacient v klidu, je závislá na zvolené obtížnosti (viz kapitola 3.6.4 Obtížnost).

K této hře není potřeba zjišťovat maximální rozsah pohyblivosti. Hra nepracuje s porovnáváním aktuální velikosti výchylky a maximální velikosti výchylky.

### 3.6.2 Kulička a plošina

Kulička ve hře má tvar koule, plošina pod ní zase tvar válce. Oba objekty jsou osvětleny a jsou na ně použity materiály z Unity Asset storu (Yoghues Free Metal Materials), ze kterého je i SkyBox - pozadí celé scény (Skybox Volume 2 (Nebula)).

Kulička (resp. plošina pod ní) má aktivní Unity komponentu „Rigidbody“. Tím pádem je s kuličkou (resp. s plošinou) pracováno jako s tuhým tělesem a lze na oba objekty uplatňovat fyziku (přesněji mechaniku) tuhého tělesa. Na kuličku také působí gravitace, takže při sjetí z plošiny začne kulička padat a hra končí.



Obrázek 3.14: Ukázka hry „Kulička“

### 3.6.3 Obtížnost

S rostoucí obtížností se zmenšuje poloměr plošiny, velikost inertní zóny a zvětšuje se rychlost pohybu kuličky a doba potřebná k návratu do stabilizované polohy (Tabulka 3.3).



Tabulka 3.3: *Obtížnost ve hře „Kulička“*

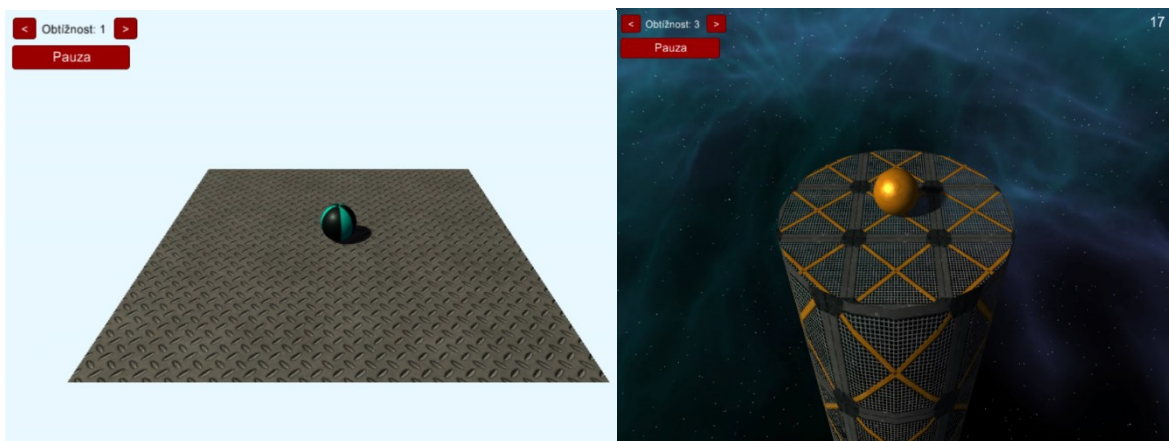
Obtížnost:	Poloměr plošiny	Poloměr inertní zóny	Rychlost kuličky	Doba potřebná k návratu do stabilizované polohy
1	$\frac{6}{6} = 100 \%$	$0,08 = 100 \%$	Základní rychlost = $v_0$	2 s
2	$\frac{5}{6} \cong 83,3 \%$	$0,06 = 75 \%$	$2 \cdot v_0$	2,5 s
3	$\frac{4}{6} \cong 66,6 \%$	$0,04 = 50 \%$	$3 \cdot v_0$	3 s
4	$\frac{3}{6} = 50 \%$	$0,02 = 25 \%$	$4 \cdot v_0$	3,5 s

### 3.6.4 Skóre

V této hře je skóre závislé na čase, kdy je kulička na plošině. S každou sekundou je přičten jeden bod. Pokud kulička z plošiny spadne, skóre se vynuluje.

## 4 Testování

Vývoj softwaru probíhal paralelně s jeho testováním. Každá nová funkcionálita byla otestována na zařízení simulujícím kruhovou úseč a prokonzultována ve Fakultní nemocnici Ostrava. V závislosti na testování jednotlivých her a funkcionalit se software měnil do své výsledné podoby (Obr. 4.1). Před předáním systému do Fakultní nemocnice Ostrava proběhlo testování na 5 zdravých subjektech. Po tomto testování byly změněny úrovně obtížností a opravené některé drobné chyby ve hře.



Obrázek 4.1: Vývoj hry „Kulička“ v průběhu testování

Poté byl software nainstalován na dvě rehabilitační pracoviště ve Fakultní nemocnici Ostrava. Při tomto testování vznikly nové požadavky na software. Bylo přidáno zachování úrovně při opakování jednotlivých her (v původní verzi se obtížnost vracela na úroveň 1). Dále byl přidán rolovací seznam pro výběr pacientů a byl opravený problém s načítáním více portů.

V současné době probíhá testování 2. verze softwaru ve Fakultní nemocnici Ostrava s pacienty.

## Závěr

Cílem této práce bylo vytvořit software využívající biofeedbacku pro cvičení s rehabilitační pomůckou – kruhovou úsečí, vybavenou inerciálními senzory. Tento software je určený pro rehabilitaci, jak ve smyslu samostatného použití, tak ve smyslu doplnění tradičních rehabilitačních postupů.

Podstata řešení výstupu práce spočívá v přizpůsobení softwaru konkrétní rehabilitační pomůcce. Systém je neobyčejný v tom, že byl vyvíjený ve spolupráci s fyzioterapeuty, kteří budou tento software využívat. Výhoda takového řešení na míru je, že rozhraní systému přesně odpovídá požadavkům fyzioterapeutů a je vytvořené pro používání v rehabilitační praxi.

Pro návrh a řešení softwaru byly nezbytné zkušenosti fyzioterapeutů, díky kterým bylo umožněno nahlédnout do potřeb pacientů, jejichž pohybové funkční nedostatky je třeba zlepšit. Skrze použité mechanismy je výsledný software schopný reagovat na individuální potřeby pacienta a přizpůsobit se jeho zdravotním možnostem.

Výstupní software prostřednictvím grafického rozhraní komunikuje s terapeutem, který před spuštěním samotných her upravuje parametry cvičení. Součástí systému jsou tři hry, které lze spustit v různých variantách. Tyto hry ovládá pacient zcela svými pohyby na plošině. Systém umožňuje změřit maximální rozsah pohyblivosti pacienta a tím přizpůsobit hraní jednotlivých her danému pacientovi. Dalším nástrojem adaptability systému je volba jedné ze čtyř úrovní obtížností, které lze měnit v průběhu hraní. Jednotlivé hry se můžou pozastavit, ukončit, či opakovat v závislosti na potřebách cvičení. Pacienty cvičící pomocí softwaru lze identifikovat a celý záznam jejich cvičení je možné uložit pro další zpracování.

Práce otevírá velké množství možností pro rozšíření a další vývoj tématu práce. Jako stěžejní část dalšího postupu považuji provedení studie, zkoumající účinnost cvičení pomocí výše popsaného systému. Důležité by bylo srovnání takového cvičení s tradičními způsoby rehabilitace. Z technického hlediska by bylo prospěšné systém rozšířit o komplexnější databázi pacientů. Přidání dalších, sofistikovanějších (3D) her by mohlo vést k zvyšování variability cvičení a tím pádem i k větší efektivnosti a využitelnosti celého systému. Systém je třeba kontinuálně vyvíjet a inovovat tak, aby odpovídal požadavkům a potřebám pacientů i terapeutů.

## Použitá literatura

- [1] BRICHETTO, G., P. SPALLAROSSA, M. L. L. de CARVALHO a M. A. BATTAGLIA. The effect of Nintendo(R) Wii(R) on balance in people with multiple sclerosis: a pilot randomized control study. *Multiple Sclerosis Journal*[online]. 2013, **19**(9): 1219-1221 [cit. 2015-06-30]. DOI: 10.1177/1352458512472747.
- [2] CHANG, Yao-Jen, Shu-Fang CHEN a Jun-Da HUANG. A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities. *Research in Developmental Disabilities* [online]. 2011, **32**(6): 2566-2570 [cit. 2015-07-01]. DOI: 10.1016/j.ridd.2011.07.002.
- [3] GIL-GÓMEZ, José-Antonio, Roberto LLORÉNS, Mariano ALCANIZ a Carolina COLOMER. Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*[online]. 2011, **8**(1) [cit. 2015-07-01]. DOI: 10.1186/1743-0003-8-30.
- [4] LLORÉNS, Roberto, Sergio ALBIOL, José-Antonio GIL-GÓMEZ, Mariano ALCANIZ, Carolina COLOMER a Enrique NOÉ. Balance rehabilitation using custom-made Wii Balance Board exercises: clinical effectiveness and maintenance of gains in an acquired brain injury population. *International Journal on Disability and Human Development* [online]. 2014, **13**(3) [cit. 2015-07-01]. DOI: 10.1515/ijdh-d-2014-0323.
- [5] TAYLOR, M. a M. GRIFFIN. The use of gaming technology for rehabilitation in people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal* [online]. 2014, **21**(4): 355-371 [cit. 2015-07-01]. DOI: 10.1177/1352458514563593.
- [6] ŘÍHOVÉ - rehabilitační pomůcky, s.r.o. *Kulová úseč* [obrázek]. [cit. 2016-04-29]. Dostupné z: <http://www.rihove.cz/>
- [7] JEBAVÝ, Radim a Tomáš ZUMR. *Posilování s balančními pomůckami*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 175 s. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-80-247-2802-5.
- [8] MPU-9150 Hookup Guide - learn.sparkfun.com. *SparkFun Electronics* [online]. [cit. 2016-01-19]. Dostupné z: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/mpu-9150-hookup-guide>
- [9] Bluetooth sjednotilo bezdrátovou komunikaci. Mobilnet [online]. 2013 [cit. 2016-04-23]. Dostupné z: <https://mobilenet.cz/clanky/techbox-bluetooth-sjednotilo-bezdratovou-komunikaci-12085>
- [10] CC2540. In: *Analog, Embedded Processing, Semiconductor Company, Texas Instruments - TI.com*[online]. [cit. 2016-01-19]. Dostupné z: <http://www.ti.com/product/cc2540&DCMP=LowPowerRFICs+Other&HQS=Other+OT+cc2540>
- [11] HANÁK, Ján. *Praktické objektové programování v jazyce C# 4.0*. Vyd. 1. Brno: Artax, 2009, 180 s. Microsoft (Artax). ISBN 978-80-87017-07-4.
- [12] Počítačová grafika. *ICT kompetence* [online]. [cit. 2016-04-23]. Dostupné z: <http://www.kteiv.upol.cz/frvs/ict-kubricky/?page=pocitacova-grafika/vektorova-grafika>

---

## Seznam příloh

Příloha na CD.

Adresářová struktura přiloženého CD:

/Rehabilitační software

/Rehabilitační software – ENG

/Formulářová aplikace pro komunikaci po sériové lince

/Grafika